

**BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**

20.10.2004

PCT/EPO 4/10077



REC'D	09 NOV 2004
WIPO	PCT

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung  
einer Patentanmeldung**

**Aktenzeichen:** 103 61 940.2

**Anmeldetag:** 24. Dezember 2003

**Anmelder/Inhaber:** Restate Treuhand & Immobilien AG, Baar/CH

**Bezeichnung:** Degradationssteuerung biodegradierbarer  
Implantate durch Beschichtung

**IPC:** A 61 F 2/04

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 18. Oktober 2004  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
 Im Auftrag

# Eisenführ, Speiser & Partner

<b>München</b> Patentanwälte European Patent Attorneys Dipl.-Phys. Heinz Nöth Dipl.-Wirt.-Ing. Rainer Fritsche Lbm.-Chem. Gabriele Leißler-Gerstl Dipl.-Ing. Olaf Ungerer Patentanwalt Dipl.-Chem. Dr. Peter Schuler	<b>Bremen</b> Patentanwälte European Patent Attorneys Dipl.-Ing. Günther Eisenführ Dipl.-Ing. Dieter K. Speiser Dr.-Ing. Werner W. Rabus Dipl.-Ing. Jürgen Brügge Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt Dipl.-Ing. Klaus G. Göken Jochen Ehlers Dipl.-Ing. Mark Andres Dipl.-Chem. Dr. Uwe Stilkenböhmer Dipl.-Ing. Stephan Keck Dipl.-Ing. Johannes M. B. Wasiljeff Patentanwalt Dipl.-biotechnol. Heiko Sendrowski
--	--

<b>Alicante</b> European Trademark Attorney Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt	<b>Berlin</b> Patentanwälte European Patent Attorneys Dipl.-Ing. Henning Christiansen Dipl.-Ing. Joachim von Oppen Dipl.-Ing. Jutta Kaden Dipl.-Phys. Dr. Ludger Eckey
--	--

<b>Spreepalais am Dom</b> Anna-Louisa-Karsch-Strasse 2 D-10178 Berlin Tel. +49-(0)30-8418 870 Fax +49-(0)30-8418 8777 Fax +49-(0)30-8418 8778 mail@eisenfuhr.com <a href="http://www.eisenfuhr.com">http://www.eisenfuhr.com</a>	<b>Hamburg</b> Rechtsanwälte Ulrich H. Sander Christian Spintig Sabine Richter Harald A. Förster
---	---

<b>Anmelder/Inhaber:</b> Restate Treuhand & Immobilien AG <b>Amtsaktenzeichen:</b> Neuanganmeldung	<b>Rechtsanwälte</b> Rainer Böhm Nicol Ehlers, LL.M.
---	--

Berlin,  
18. Dezember 2003  
Unser Zeichen:  
BB 1553-01DE JAN/kli  
Durchwahl:  
030/841 887 23

Anmelder/Inhaber: Restate Treuhand & Immobilien AG  
Amtsaktenzeichen: Neuanganmeldung

Restate Treuhand & Immobilien AG  
Zugerstraße 50, CH-6340 Baar

## Degradationssteuerung biodegradierbarer Implantate durch Beschichtung

Die Erfindung betrifft ein zumindest weitestgehend biodegradierbares endovaskuläres Implantat, dessen in vivo Degradation steuerbar ist.

In der Medizintechnik hat sich in den letzten Jahren die Implantation von endovaskulären Stützsystemen als eine der erfolgversprechenden therapeutischen Maßnahmen zur Behandlung von Gefäßerkrankungen etabliert. So hat z.B. in der interventionellen Therapie der stabilen Angina pectoris bei koronarer Herzkrankheit die Einführung der Stents zu einer deutlichen Reduktion der Rate an Restenosen und damit zu besseren Langzeitresultaten geführt. Ursächlich für den Nutzen der Stent-Implantation ist der höhere primäre Lumengewinn. Durch den Einsatz von Stents kann zwar ein für den Therapieerfolg primär notwendiger optimaler Gefäßquerschnitt erreicht werden, allerdings initiiert die dauerhafte Anwesenheit eines derartigen Fremdkörpers eine Kaskade von mikrobiologischen Prozessen, die zu einem allmählichen Zuwachsen des Stents führen können. Ein Ansatzpunkt zur Lö-

sung der Problematik besteht daher darin, den Stent aus einem biodegradierbaren Werkstoff zu fertigen.

Zur Realisation derartiger biodegradierbarer Implantate stehen dem Medizintechniker verschiedenartigste Werkstoffe zur Verfügung. Neben zahlreichen

5 Polymeren, die häufig zur besseren Biokompatibilität natürlichen Ursprungs oder zumindest an natürliche Verbindungen angelehnt sind, werden in jüngster Zeit metallische Werkstoffe, mit ihren für die Implantate wesentlichen günstigeren mechanischen Eigenschaften favorisiert. Besondere Beachtung finden in diesem Zusammenhang magnesium-, eisen- und wolframhaltige Werkstoffe. Eines der Probleme, die es bei der praktischen Umsetzung biodegradierbarer Implantate zu lösen gilt, ist das Degradationscharakteristik des Implantats *in vivo*. So soll zum einen sichergestellt sein, dass die Funktionalität des Implantats mindestens über den für die Therapiezwecke notwendigen Zeitraum aufrecht erhalten wird. Zum anderen sollte die Degradation über das gesamte Implantat möglichst gleichmäßig verlaufen, damit nicht unkontrolliert Fragmente freigesetzt werden, die zu Ausgangspunkt ungewünschter Komplikationen sein können. Bekannte biodegradierbare Stents zeigen keine lokal abgestimmte Degradationscharakteristik.

20 Ausgehend vom Stand der Technik stellt sich damit die Aufgabe, ein biodegradierbares Implantat bereitzustellen, dessen Degradation ortsabhängig optimiert werden kann.

Diese Aufgabe wird durch das endovaskuläre Implantat mit den in Anspruch 1 genannten Merkmalen gelöst. Dadurch, dass das Implantat

25 - einen rohrförmigen, an seinen Stirnseiten offenen Grundkörper aus zumindest einem biodegradierbaren Werkstoff, wobei der Grundkörper eine *in vivo* eine ortsabhängige erste Degradationscharakteristik  $D_1(x)$  besitzt, sowie

- eine den Grundkörper vollständig oder gegebenenfalls nur be-reichsweise bedeckenden Beschichtung aus zumindest einem biodegradierbaren Werkstoff, wobei die Beschichtung eine in vivo eine ortsabhängige zweite Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  besitzt, und
- 5
- wobei sich an einem Ort (x) eine ortsabhängige kumulierte Degradationscharakteristik  $D(x)$  aus der Summe der jeweils an dem genannten Ort (x) bestehenden Degradationscharakteristika  $D_1(x)$  und  $D_2(x)$  ergibt und die ortsabhängige kumulierte Degradationscharakteristik  $D(x)$  so durch Variation der zweiten Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  vorgegeben ist, dass die Degradation an dem genannten Ort (x) des Implantats in einem vorgebbaren Zeitintervall mit einem vorgebbaren Degradationsverlauf stattfindet,
- 10
- 15 kann die Degradationscharakteristik des gesamten Stents örtlich in der gewünschten Weise optimiert werden.

Die Erfindung schließt demnach den Gedanken ein, dass die Degradation der Grundkörper des Implantats durch geeignete Beschichtung – im Extremfall aber auch durch Weglassen der Beschichtung – so angepasst wird, dass die an einem Ort bestehende Degradationscharakteristik einen Abbau des Implantats in einem vorgebbaren Zeitintervall und mit einem vorgebbaren Degradationsverlauf ermöglicht.

20

Unter "Biodegradation" werden hydrolytische, enzymatische und andere stoffwechselbedingte Abbauprozesse im lebendem Organismus verstanden, die zu einer allmählichen Auflösung zumindest großer Teile des Implantats führen. Synonym wird häufig der Begriff Biokorrosion verwendet. Der Begriff Bioresorption umfasst zusätzlich die anschließende Resorption der Abbauprodukte.

25

Für den Grundkörper geeignete Werkstoffe können beispielsweise polymerer oder metallischer Natur sein. Der Grundkörper kann auch aus mehreren Werkstoffen bestehen. Gemeinsames Merkmal dieser Werkstoffe ist ihre Biodegradierbarkeit. Beispiele für geeignete polymere Verbindungen sind  
5 zunächst Polymere aus der Gruppe Cellulose, Kollagen, Albumin, Casein, Polysaccharide (PSAC), Polylactid (PLA) , Poly-L-lactid (PLLA), Polyglykol (PGA), Poly-D,L-lactid-co-glycolid (PDLLA/PGA), Polyhydroxybuttersäure (PHB), Polyhydroxyvaleriansäure (PHV), Polyalkylcarbonate, Polyorthoester, Polyethylenterephthalat (PET), Polymalonsäure (PML), Polyanhydride, Polyphosphazene, Polyaminosäuren und deren Copolymeren sowie Hyaluronsäure. Die Polymere können je nach den gewünschten Eigenschaften des Beschichtungssystems in Reinform, in derivatisierter Form, in Form von Blends oder als Copolymeren vorliegen.

Metallische biodegradierbare Werkstoffe basieren auf Legierungen von  
15 Magnesium, Eisen oder Wolfram. Gerade die biodegradierbaren Magnesiumlegierungen zeigen ein ausgesprochen günstiges Degradationsverhalten, lassen sich gut verarbeiten und zeigen keine oder allenfalls geringe Toxizität, sondern scheinen vielmehr sogar den Heilungsprozess positiv zu stimulieren.

20 Der Grundkörper eines Stents setzt sich in der Regel aus einer Vielzahl von in einem bestimmten Muster angeordneten Stützelementen zusammen. Anwendungsbedingt - sei es z.B. bei der Dilatation oder sei es durch die Obstruktion des umgebenden Gewebes - werden die Stützelemente mit unterschiedlichen mechanischen Kräften belastet. Dies kann bei biodegradierbaren Materialien unter anderem da zuführen, dass die unter Stress stehenden oder die zumindest zeitweise hohen mechanischen Belastungen ausgesetzten Bereiche der Stützelemente schneller abgebaut werden, als weniger belastete Bereiche. Unter anderem erlaubt es die vorliegende Erfindung diesem Phänomen entgegen zu wirken.

Auch die Beschichtung kann von den vorgenannten biodegradierbaren Werkstoffen gebildet werden. Selbstverständlich können auch mehrere verschiedene Werkstoffe in einem Implantat Einsatz finden, z.B. an unterschiedlichen Orten oder als Mehrschichtsysteme an einem bestimmten Ort des Implantats.

Unter 'ortsabhängiger Degradationscharakteristik' im erfindungsgemäßen Sinne wird der zeitliche Verlauf (Degradationsverlauf) und das Zeitintervall in dem dieser Abbau stattfindet verstanden. Als erster Bezugspunkt für das Zeitintervall dient der Einfachheit halber der Zeitpunkt der Implantation selbst. Natürlich können auch andere Zeitpunkte herangezogen werden. Ein Ende des Zeitintervalls wird im Sinne der Erfindung als der Zeitpunkt verstanden, in dem mindestens 80 Gew.% der biodegradierbaren Implantatmasse abgebaut sind oder die mechanische Integrität des Implantats nicht mehr besteht, d.h. das Implantat kann seine Stützfunktion nicht mehr wahrnehmen. Der Degradationsverlauf gibt an, mit welcher Geschwindigkeit die Degradation zu bestimmten Zeitpunkten im Zeitintervall abläuft. So kann beispielsweise durch entsprechende erfindungsgemäße Modifikationen erreicht werden, dass die Degradation des Implantats in den ersten beiden Wochen nach der Implantation durch geeignete Beschichtung stark verzögert wird und erst nach Abbau der Beschichtung durch die schnellere Degradation des Grundkörpers zügig voranschreitet. Um die Abbauprozesse geeignet ablaufen zu lassen, ist es daher notwendig, zum einen die Degradationscharakteristik des Grundkörpers an dem bestimmten Ort des Implantats zu kennen und zum anderen durch Aufbringung einer Beschichtung mit einer zweiten Degradationscharakteristik das Gesamtabbauverhalten des Implantats an diesem Ort zu beeinflussen. Die Degradationscharakteristika des Grundkörpers und der Beschichtung lassen sich mit Hilfe von in vitro Untersuchungen vorab abschätzen.

Vorzugsweise wird die Degradationscharakteristik der Beschichtung durch

- stoffliche Modifikation des Werkstoffs und/oder
- Anpassung einer Schichtdicke der Beschichtung

erreicht.

Unter 'morphologischen Strukturen' im erfindungsgemäßem Sinne wird die  
5 Konformation und Aggregation der die Beschichtung bildenden Verbindungen, insbesondere Polymere, verstanden. Dies beinhaltet den Typ der molekularen Ordnungsstruktur, die Porosität, die Oberflächenbeschaffenheit und andere intrinsische Eigenschaften, die eine Degradation des der Beschichtung zugrunde liegenden biodegradierbaren Werkstoffs beeinflussen. Molekulare Ordnungsstrukturen umfassen amorphe, (teil-)kristalline oder mesomorphe Polymerphasen, die in Abhängigkeit von dem jeweils eingesetzten Herstellungsverfahren, Beschichtungsverfahren und Umweltbedingungen beeinflussbar bzw. erzeugbar sind. Durch gezielte Variation des Herstellungs- und Beschichtungsverfahrens kann die Porosität und die Oberflächenbeschaffenheit der Beschichtung beeinflusst werden. Generell gilt, dass mit zunehmender Porosität der Beschichtung die Degradation schneller abläuft. Amorphe Strukturen zeigen gegenüber (teil-)kristallinen Strukturen ähnliche Effekte.

Unter 'stofflicher Modifizierung' im Sinne der Erfindung wird sowohl eine Derivatisierung des biodegradierbaren Werkstoffs, insbesondere der Polymere, als auch die Zugabe von Füll- und Zusatzstoffen (Additiven) zu Zwecken der Beeinflussung der Degradationscharakteristik verstanden. Die Derivatisierung umfasst beispielsweise Maßnahmen, wie eine Vernetzung von Polymeren oder ein Absättigen von reaktiven Funktionalitäten in diesen Werkstoffen.  
20 So ist beispielsweise hinlänglich bekannt, dass mit Erhöhung eines Vernetzungsgrades polymere Werkstoffe wie Hyaluronsäure langsamer abgebaut werden. Auch diese Maßnahmen müssen durch etablierte in vitro Untersuchungen zunächst quantitativ erfasst werden, um eine Abschätzung der Degradationscharakteristik für das in vivo Verhalten abgeben zu können.

Durch 'Anpassung der Schichtdicke' der Beschichtung kann die Degradation an einem bestimmten Ort zeitlich und in ihrem Umfang gesteuert werden. Je nach vorliegender medizinischer Indikation ist es notwendig, die Stützfunktion des Implantats über einen bestimmten Zeitraum, gegebenenfalls auch nur in vorgebbaren Bereichen, aufrecht zu erhalten. Mit einer erhöhten Schichtdicke kann der Abbau des Implantats an einem bestimmten Ort verzögert werden.

Die ortabhängige Degradationscharakteristik des Implantats wird vorzugsweise in Abhängigkeit von den in der Applikation zu erwartenden pathophysiologischen und/oder rheologischen Verhältnissen vorgegeben. Die pathophysiologischen Aspekte tragen dem Umstand Rechnung, dass in der Regel der Stent derart im Gefäß plaziert wird, dass er mittig an der Läsion anliegt, d. h. das anliegende Gewebe an den Enden und im mittleren Bereich des Stents unterschiedlicher Beschaffenheit ist, und damit die Stützfunktion des Implantats zur Optimierung des Heilprozesses auch nur unterschiedlich lange aufrecht erhalten werden braucht. Weiterhin sind die auf das Implantat wirkenden Gewebewiderstände aufgrund der pathophysiologischen Veränderung ungleich, was dazu führen kann, dass an Orten stärkeren Widerstands ein durch den resultierenden mechanischen Spannungen beschleunigter Abbau stattfinden wird.

Rheologische Aspekte tragen wiederum dem Umstand Rechnung, dass die Strömungsverhältnisse, insbesondere im Bereich der Enden und in mittleren Abschnitten des Stents unterschiedlich sind. So kann es an den Enden des Stents zu einem beschleunigten Abbau des Implantats aufgrund der stärkeren Strömung kommen. Rheologische Parameter können insbesondere durch Vorgabe des Stentdesigns stark variieren und müssen im Einzelfall bestimmt werden. Durch Berücksichtigung der beiden genannten Parameter kann eine für die angestrebte Therapie optimale Degradation über die gesamte Dimension des Stents sicher gestellt werden.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen und in der zugehörigen Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Stent mit einem rohrförmigen, an seinen Stirnseiten offenen Grundkörper, dessen Umlaufwandung mit einer Beschichtung bedeckt ist;

5 Fig. 2a,2b einen schematischen Querschnitt entlang einer Längsachse eines Stents zur Illustration der Beschichtung nach einer ersten Variante und

10 Fig. 3a,3b einen schematischen Querschnitt entlang einer Längsachse eines Stents zur Illustration der Beschichtung nach einer zweiten Variante.

Die Fig. 1 zeigt stark schematisiert eine perspektivische Seitenansicht auf einen Stent 10 mit einem rohrförmigen, an seinen Enden 12.1, 12.2 offenen Grundkörper 14. Eine sich radial um eine Längsachse L erstreckende Umlaufwandung 16 des Grundkörpers 14 besteht aus in axialer Richtung nebeneinander angeordneten Segmenten, die sich wiederum aus einer Vielzahl von in einem bestimmten Muster angeordneten Stützelementen zusammensetzen. Die einzelnen Segmente werden über Verbindungsstege miteinander verbunden und ergeben zusammengefasst den Grundkörper 14. In der Fig. 1 wurde bewusst auf die Darstellung eines bestimmten Stentdesigns verzichtet, da dies zu Zwecken der Darstellung der Erfindung nicht notwendig ist und zudem für jedes Stentdesign eine individuelle Anpassung auch einer Beschichtung an die jeweils gegebenen geometrischen Faktoren und anderen Parameter notwendig ist. Stentdesigns unterschiedlichster Ausbildung sind in sehr großer Vielfalt aus dem Stand der Technik bekannt und werden hier nicht näher erläutert. Festzuhalten bleibt lediglich, dass alle gängigen Stents 10 einen wie auch immer gearteten rohrförmigen Grundkörper 14 aufweisen, das eine umlaufende Umlaufwandung 16 umfasst. Im folgenden wird daher eine äußere Mantelfläche 18 der Umlaufwandung 16 mit der sich

ggf. aus einer Vielzahl von vorhandenen Stützelementen gebildeten äußerem Umlaufläche dieser Stützelemente gleichgesetzt.

Beispielhaft kann der Stent 10 aus einer biodegradierbaren Magnesiumlegierung, insbesondere WE43, geformt sein. Infolge des Übergangs aus einem

5 nicht-expandierten Zustand in einen expandierten Zustand während der Dilatation des Stents 10 im Körper werden die einzelnen Stützelemente, insbesondere an ihren Gelenkpunkten, unterschiedlich stark mechanisch beansprucht. Dies kann dazu führen, dass sich das metallische Gefüge z. B. aufgrund von Mikrorissbildungen verändert. In der Regel wird an Punkten, an denen besonders hohe mechanische Spannungen auftreten, eine besonders rasche Degradation erfolgen. Weiterhin sind die einzelnen Stützelemente in ihren Abmessungen je nach vorliegendem Stentdesign unterschiedlich dimensioniert. Es versteht sich von selbst, das Stützelemente mit einem größeren Umfang langsamer abgebaut werden, als entsprechend filigrane Strukturen im Grundkörper. Zielsetzung für ein zufriedenstellendes Abbauverhalten des Implantats sollte daher sein, eine Artefaktbildung aufgrund einer unterschiedlichen örtlichen Degradationscharakteristik entgegen zu wirken.

20 Die ortsabhängige Degradationscharakteristik des Grundkörpers wird im folgenden mit dem Kürzel  $D_1(x)$ , die der Beschichtung mit  $D_2(x)$  und die des Implantats mit  $D(x)$  ausgedrückt.

Der Stent 10 der Fig. 1 zeigt in stark schematisierter Weise eine Beschichtung 26, bei der mehrere Abschnitte 20.1, 20.2, 22.1, 22.2, 24 der äußeren Mantelfläche 18 der Umlaufwandung 16 aus in ihrer Degradationscharakteristik

25  $D_2(x)$  divergierenden biodegradierbaren Werkstoffen geformt sind. Beispielhaft für einen zur Beschichtung geeigneten Werkstoff sei hier ein Polymer auf Basis von Hyaluronsäure angegeben. Hyaluronsäure zeigt nicht nur ein günstiges Abbauverhalten und lässt sich besonders einfach verarbeiten, sondern es zeigt zusätzlich auch positive physiologische Effekte auf das umgebende Gewebe. Die Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  lässt sich beispiels-

weise derart beeinflussen, dass ein bestimmter Vernetzungsgrad durch Umsetzung mit Glutaraldehyd vorgegeben wird. Je höher der Vernetzungsgrad ist, umso langsamer wird sich die Hyaluronsäure zersetzen.

Zur Aufbringung einer Beschichtung 26 auf den Stent 10 sind zahlreiche Verfahren entwickelt worden, wie beispielsweise Rotationszerstäubungsverfahren, Tauchverfahren und Sprühverfahren. Die Beschichtung 26 bedeckt zu mindest bereichsweise die Wandung bzw. die einzelnen die Stützstruktur ausbildenden Streben des Stents 10.

In Figur 1 unterscheiden sich die einzelnen Abschnitten 20.1, 20.1, 20.2, 10 22.1, 22.2, 24 in ihrer Degradationscharakteristik  $D_2(x)$ . So kann vorgesehen sein, dass die Beschichtung 26 in den Abschnitten 20.1 und 20.2 an den Enden 12.1, 12.2 des Stents 10 schneller abgebaut wird, wohingegen die mehr in der Mitte angeordneten Abschnitten 22.1, 22.2 und 24 langsamer degradieren. Dies hat wiederum zur Folge, dass bei vorausgesetzter gleicher 15 Degradationscharakteristik  $D_1(x)$  des Grundkörpers 14 ein Abbau an den Enden 12.1, 12.2 des Stents 10 schneller abläuft. Dies kann insofern sinnvoll sein, als dass sich bei Applikation des Stents 10 die zu behandelnde Läsion 20. mittig gegenüber von den Abschnitten 22.1, 22.2 und 24 befinden sollte. Demnach führt die Addition der Degenerationscharakteristika  $D_1(x)$  und  $D_2(x)$  zu einer örtlich abweichenden kumulierten Degenerationscharakteristik  $D(x)$  im Implantat.

Eine Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  der Beschichtung 26 an einem bestimmten Ort (x) hängt im wesentlichen von Faktoren wie

- einer Schichtdicke der Beschichtung,
- 25 - einer morphologischen Struktur der Beschichtung und
- einer stofflichen Modifizierung der Beschichtung.

Eine Erhöhung der Schichtdicke des Beschichtung verlängert die Dauer der Degradation. Es bestehen fundierte theoretische als auch praktische Modellsysteme, die eine Abschätzung des späteren in vivo Verhaltens ermöglichen.

- Die morphologischen Struktur und stofflichen Modifikationen der Beschichtung ist in vielfältiger Weise beeinflussbar. So kann insbesondere die Porosität der Beschichtung 26 variiert werden, wobei eine erhöhte Porosität zu einer beschleunigten Degradation führt. Zur stofflichen Modifikation kann beispielsweise vorgesehen sein, Additive der Beschichtung 26 beizumengen, die den enzymatischen Abbau verzögern. Ebenso kann eine Verzögerung des Abbaus bei Beschichtungen auf Polysaccharidbasis durch Erhöhung eines Vernetzungsgrades erfolgen.
- Eine Anpassung der einzelnen Abschnitte der Beschichtung des Stents kann zusätzlich in Abhängigkeit von den in der Applikation zu erwartenden pathophysiologischen und rheologischen Verhältnissen durchgeführt.
- Unter den pathophysiologischen Verhältnissen wird hier die durch Krankheit in dem gestenteten Gefäßbereich veränderte Gewebsstruktur verstanden. In der Regel wird der Stent so plaziert, dass die Läsion, d. h. bei koronaren Applikationen in der Regel die fibroatheromatöse Plaque, etwa im mittleren Bereich des Stents liegt. Mit anderen Worten, die anliegenden Gewebsstrukturen divergieren in axialer Richtung über die Länge des Stents und damit ist auch unter Umständen lokal eine andere Therapie indiziert.
- Unter den rheologischen Verhältnissen werden die Strömungsverhältnisse verstanden, wie sie sich nach Implantation des Stents in den einzelnen Längsabschnitten des Stents einstellen. Erfahrungsgemäß hat sich gezeigt, dass die Enden des Stents stärker als die mittleren Bereiche des Stents umströmt werden. Dies kann zur Folge haben, dass eine Degradation der Beschichtung in den Endbereichen erhöht ist.

Eine zu schnelle Degradation kann den Heilungsprozess nicht unterstützen. Durch gezielte Vorgabe des Zeitintervalls, in dem an einem bestimmten Ort (x) der Abbau erfolgen soll, kann einer solchen Fehlentwicklung vorgebeugt werden.

- 5 Als biodegradierbare Werkstoffe für die Beschichtung können u.a. alle polymeren Matrices synthetischer Natur oder natürlichem Ursprungs im erfundungsgemäßen Sinne eingesetzt werden, die aufgrund enzymatischer oder hydrolytischer Prozesse im lebenden Organismus abgebaut werden. Insbesondere können dazu Polymere aus der Gruppe Cellulose, Kollagen, Albumin, Casein, Polysaccharide (PSAC), Polylactid (PLA), Poly-L-lactid (PLLA),  
10 Polyglykol (PGA), Poly-D,L-lactid-co-glycolid (PDLLA/PGA), Polyhydroxybuttersäure (PHB), Polyhydroxyvaleriansäure (PHV), Polyalkylcarbonate, Polyorthoester, Polyethylenterephthalat (PET), Polymalonsäure (PML), Polyanhydride, Polyphosphazene, Polyaminosäuren und deren Copolymeren sowie  
15 Hyaluronsäure eingesetzt werden. Die Polymere können je nach den gewünschten Eigenschaften der Beschichtung in Reinform, in derivatisierter Form, in Form von Blends oder als Copolymeren aufgebracht werden.

- 20 Sofern gewünscht können pharmakologisch wirksame Substanzen, die insbesondere zur Behandlung der Folgen perkutaner koronarer Interventionen dienen, der Beschichtung beigelegt sein.

Zusammenfassend ist daher festzuhalten, dass durch geeignete Vorgabe der Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  der Beschichtung 26 die kumulierte Degradationscharakteristik  $D(x)$  steuerbar ist, sofern die Degradationscharakteristik  $D_1(x)$  des Grundkörpers 14 bekannt ist.

- 25 Die Fig. 2a, 2b und 3a, 3b zeigen - in jeweils stark schematisierter Weise - einen Schnitt entlang der Längsachse L des Stents 10, wobei jeweils nur eine der Schnittkanten der Umlaufwandung 16 dargestellt ist.

• Die Fig. 2a zeigt in einer stark schematisierten und vereinfachten Schnittansicht die Umlaufwandung 16, mit ihrer auf der äußeren Mantelfläche 18 aufgebrachten Beschichtung 26. Die Beschichtung 26 besteht aus zwei Endabschnitten 28.1 und 28.2 sowie einem mittleren Abschnitt 30. Im vorliegenden Falle wird die gesamte Beschichtung 26 von einem in gleichmäßiger Schichtdicke aufgetragenen biodegradierbaren Werkstoff gebildet.

Die Abschnitte 28.1, 28.2, 30 unterscheiden sich dadurch, dass sich die endseitigen Abschnitte 28.1, 28.2 langsamer abbauen als der mittlere Abschnitt 30. Dies wird in dem vorliegenden beispielhaften Fall zur Kompensation einer rheologisch bedingten Beschleunigungen des Abbauprozesses an den Stentenden genutzt, d. h. der in Fig. 2a dargestellte schematische Stent zeigt auf diese Weise ein weitestgehend homogenes Abbauverhalten über die gesamte Länge des Stents 10.

Die Fig. 2b offenbart eine zweite Variante der Beschichtung 26. Die Abschnitte 28.1, 28.2 entsprechen denen der Fig. 2a. Der Abschnitt 30 ist dagegen in seiner Schichtdicke deutlich reduziert. Dies hat zur Folge, dass der Abschnitt 30 sehr viel schneller abgebaut wird als die Abschnitte 28.1 und 28.2. Ein solches Abbauverhalten des Implantats kann dann sinnvoll sein, wenn möglichst schnell ein Abbau der künstlichen Struktur in dem Bereich der Läsion stattfinden soll, um jeden Ausgangspunkt für mögliche Komplikationen möglichst frühzeitig aus diesem Bereich zu beseitigen.

Der Fig. 3a ist ein Beschichtungssystem 26 zu entnehmen, bei der zwei verschiedene Werkstoffe, mit einem unterschiedlichen Degradationsverhalten in den Abschnitten 28.1, 28.2, 30 des Stents 10 aufgebracht sind. Ebenso verhält es sich bei der Variation des Systems nach Fig. 3b.

Gemäß der Ausführung nach Fig. 3a werden die Abschnitte 28.1, 28.2 von einem Werkstoff mit einem verzögerten Degradationsverhalten gegenüber dem Werkstoff, der im mittleren Abschnitt 30 Einsatz findet, bedeckt. Dementsprechend wird die ortabhängige Degradationscharakteristik  $D(x)$  beein-

flusst, d. h. in der Regel endseitig verzögert. Eine solche Ausführung ist immer dann sinnvoll, wenn die Stützstruktur an den Enden über einen längeren Zeitraum aufrecht erhalten werden soll und die rheologischen Verhältnisse ansonsten einen beschleunigten Abbau erwarten lassen.

- 5 Fig. 3b zeigt in den Abschnitten 28.1 und 28.2 ein in radialer Richtung mehrschichtigen Aufbau der Beschichtung 26. In einem ersten Teilabschnitt 32 ist wiederum der Werkstoff mit dem verzögerten Degradationsverhalten  $D_2(x)$  aufgetragen, während sich radial nach außen ein Teilabschnitt 34 mit einem schneller degradierbaren Werkstoff befindet.
- 10 Die vorgenannten Beispiele der Fig. 2a, 2b und 3a, 3b stellen nur stark schematisierte Ausführungsbeispiele der Erfindung dar. Sie können in vielfältiger Weise untereinander kombiniert werden. So ist es beispielsweise denkbar ein komplexe Beschichtung zu entwerfen, die in einzelnen Abschnitten aus jeweils mehreren Werkstoffen besteht. Primäres Ziel ist es dabei immer 15 die lokale Degradation des Implantats zu optimieren.

Patentansprüche

1. Endovaskuläres Implantat (10) mit

- einem rohrförmigen, an seinen Stirnseiten offenen Grundkörper (14) aus zumindest einem biodegradierbaren Werkstoff, wobei der Grundkörper (14) eine in vivo eine ortsabhängige erste Degradationscharakteristik  $D_1(x)$  besitzt, sowie
- einer den Grundkörper (14) vollständig oder gegebenenfalls nur bereichsweise bedeckenden Beschichtung (26) aus zumindest einem biodegradierbaren Werkstoff, wobei die Beschichtung (26) eine in vivo eine ortsabhängige zweite Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  besitzt, und
- wobei sich an einem Ort (x) eine ortsabhängige kumulierte Degradationscharakteristik  $D(x)$  aus der Summe der jeweils an dem genannten Ort (x) bestehenden Degradationscharakteristika  $D_1(x)$  und  $D_2(x)$  ergibt und die ortsabhängige kumulierte Degradationscharakteristik  $D(x)$  so durch Variation der zweiten Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  vorgegeben ist, dass die Degradation an dem genannten Ort (x) des Implantats (10) in einem vorgebbaren Zeitintervall mit einem vorgebbaren Degradationsverlauf stattfindet.

2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  der Beschichtung (26) durch

- Variation seiner morphologischen Struktur,
- stoffliche Modifikation des Werkstoffs und/oder
- Anpassung einer Schichtdicke der Beschichtung (26)

gegeben ist.

3. Implantat nach den Ansprüchen 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  der Beschichtung (26) in Abhängigkeit von den in der Applikation zu erwartenden pathophysiologischen Verhältnissen vorgegeben ist.  
5
4. Implantat nach den Ansprüchen 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  der Beschichtung (26) in Abhängigkeit von den in der Applikation zu erwartenden rheologischen Verhältnissen vorgegeben ist.

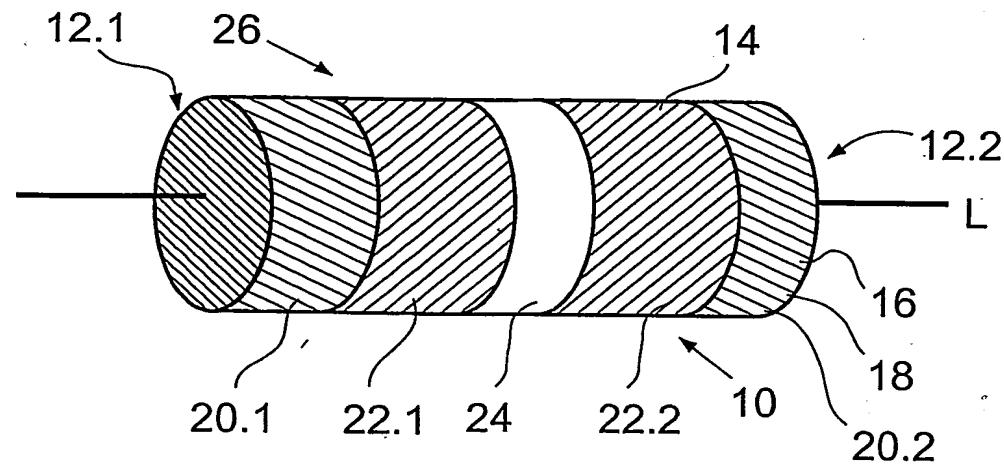
### Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft ein zumindest weitestgehend biodegradierbares endovaskuläres Implantat, dessen in vivo Degradation steuerbar ist. Dazu umfasst das Implantat

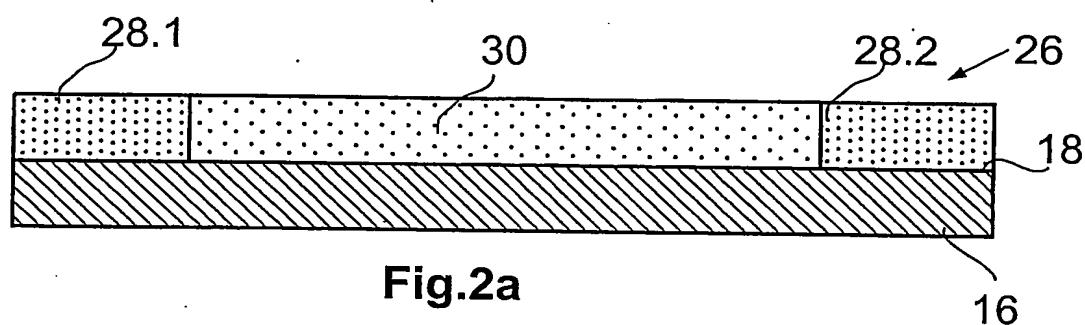
- 5        - einen rohrförmigen, an seinen Stirnseiten offenen Grundkörper aus zumindest einem biodegradierbaren Werkstoff, wobei der Grundkörper eine in vivo eine ortsabhängige erste Degradationscharakteristik  $D_1(x)$  besitzt, sowie
- 10      - eine den Grundkörper vollständig oder gegebenenfalls nur bereichsweise bedeckenden Beschichtung aus zumindest einem biodegradierbaren Werkstoff, wobei die Beschichtung eine in vivo eine ortsabhängige zweite Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  besitzt, und
- 15      - wobei sich an einem Ort ( $x$ ) eine ortsabhängige kumulierte Degradationscharakteristik  $D(x)$  aus der Summe der jeweils an dem genannten Ort ( $x$ ) bestehenden Degradationscharakteristika  $D_1(x)$  und  $D_2(x)$  ergibt und die ortsabhängige kumulierte Degradationscharakteristik  $D(x)$  so durch Variation der zweiten Degradationscharakteristik  $D_2(x)$  vorgegeben ist, dass die Degradation an dem genannten Ort ( $x$ ) des Implantats in einem vorgebbaren Zeitintervall mit einem vorgebbaren Degradationsverlauf stattfindet.
- 20

Fig. 1

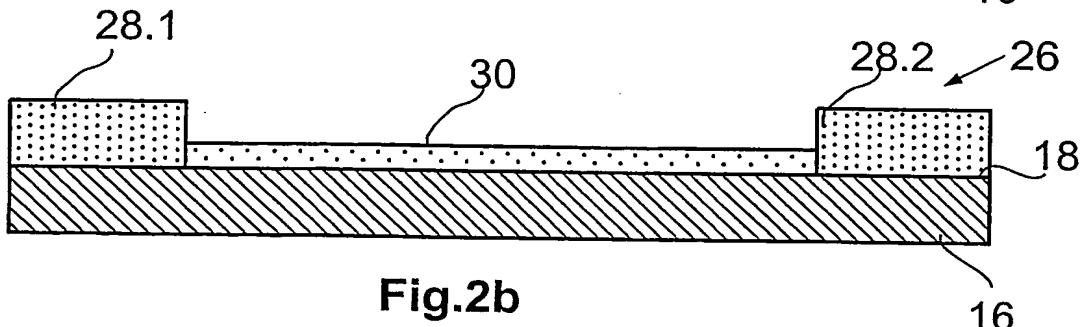
1/2



**Fig.1**



**Fig.2a**



**Fig.2b**

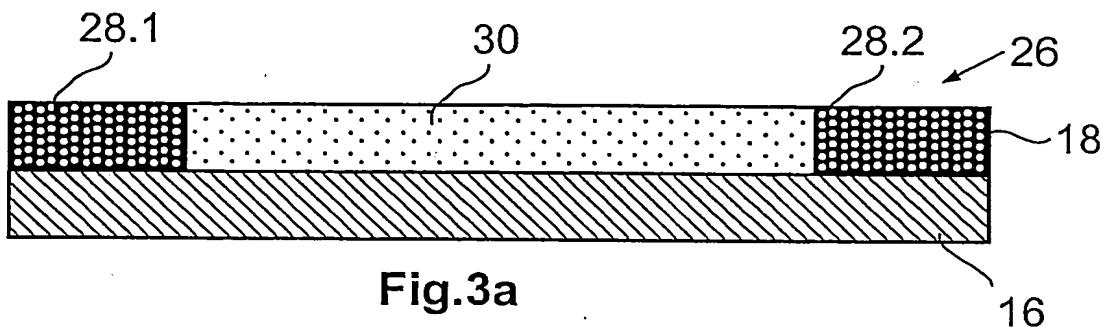


Fig.3a

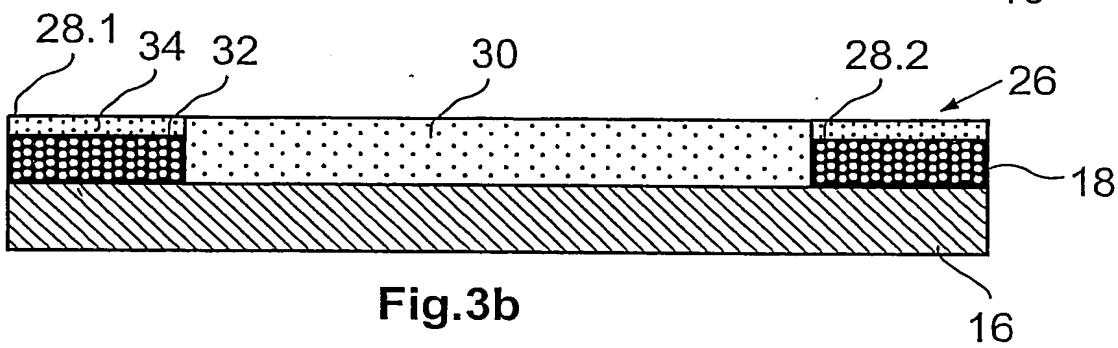


Fig.3b